



(19) 대한민국특허청(KR)
(12) 공개특허공보(A)

(11) 공개번호 10-2007-0113238
 (43) 공개일자 2007년11월28일

- | | |
|--|---|
| <p>(51) Int. Cl.
 <i>A61B 5/0285</i> (2006.01) <i>A61B 5/02</i> (2006.01)</p> <p>(21) 출원번호 10-2007-7021568</p> <p>(22) 출원일자 2007년09월20일
 심사청구일자 없음
 번역문제출일자 2007년09월20일</p> <p>(86) 국제출원번호 PCT/EP2006/002410
 국제출원일자 2006년03월16일</p> <p>(87) 국제공개번호 WO 2006/099988
 국제공개일자 2006년09월28일</p> <p>(30) 우선권주장
 10 2005 013 429.7 2005년03월21일 독일(DE)</p> | <p>(71) 출원인
 플로레, 잉고
 독일국, 도르트문트 44141, 베스트팔렌담 280</p> <p>(72) 발명자
 조옥경
 독일국, 슈베어테 58239, 임 로젠그룬트 6
 김윤옥
 독일국, 슈베어테 58239, 임 로젠그룬트 6</p> <p>(74) 대리인
 백문구</p> |
|--|---|

전체 청구항 수 : 총 17 항

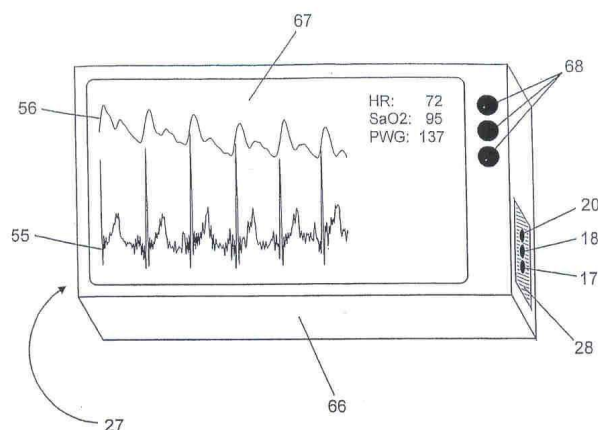
(54) 휴대용 진단 기구

(57) 요약

이 발명은 환자의 신체로부터 전기적인 시그널을 받아들이는 2개 또는 그 이상의 심전도 전극(27,28)이 연결되게 되었고 심전도 시그널(55)을 기록하게 된 심전도 유닛(1)을 포함하고, 용량맥박 시그널(56)을 동시에 기록하도록 되었고 환자 신체 조직 혈관계의 혈액 관류를 광학적으로 측정하기 위한 최소한 하나의 광원(17,18)과 광센서(20)를 포함하는 펄속시미트리 유닛(2)을 포함하며, 심전도 시그널(55)과 용량맥박 시그널(56)을 평가하기 위한 프로그램-제어 평가 유닛(4)을 포함하는 진단 기구에 있어서, 평가 유닛(4)이

- 심전도 시그널(55)의 R 피크(57)를 자동적으로 인식하고,
- 용량맥박 시그널(56)의 극단 레벨(58)을 자동적으로 인식하며,
- 심전도 시그널(55)의 R 피크(57)와 용량 맥박 시그널(56)의 연이은 극단 치(58) 사이의 시간차(60)를 결정하도록 구성되었음을 특징으로 하는 휴대용 진단 기구에 관한 것이다. 또한 평가 유닛(4)은 혈류량계 시그널의 주 및 제2 피크치(58,59) 사이의 시간차(61)를 결정할 수도 있다.

대표도 - 도8



특허청구의 범위

청구항 1

환자의 신체로부터 전기적인 시그널을 받아들이는 2개 또는 그 이상의 심전도 전극(27,28)이 연결되게 되었고 심전도 시그널(55)을 기록하게 된 심전도 유닛(1)을 포함하고, 용량맥박 시그널(56)을 동시에 기록하도록 되었고 환자 신체 조직 혈관계의 혈액 관류를 광학적으로 측정하기 위한 최소한 하나의 광원(17,18)과 광센서(20)를 포함하는 펄속시미트리 유닛(2)을 포함하며, 심전도 시그널(55)과 용량맥박 시그널(56)을 평가하기 위한 프로그램-제어 평가 유닛(4)을 포함하는 진단 기구에 있어서, 평가 유닛(4)이

- 심전도 시그널(55)의 R 피크(57)를 자동적으로 인식하고,
- 용량맥박 시그널(56)의 극단 레벨(58)을 자동적으로 인식하며,
- 심전도 시그널(55)의 R 피크(57)와 용량 맥박 시그널(56)의 연이은 극단 치(58) 사이의 시간차를 결정하도록 구성되었음을 특징으로 하는 휴대용 진단 기구.

청구항 2

제 1항에서, 평가 유닛(4)이

- 용량맥박 시그널(56)로부터 혈중 산소 포화도를 측정하고,
- 심전도 시그널(55)로부터 혈관 심장 진동 속도를 측정하고, 및/또는
- 용량맥박 시그널(56)로부터 혈류량계 심장 진동 속도를 측정하도록 구성되었음을 특징으로 하는 진단 기구.

청구항 3

제 1 또는 2항에서, 평가 유닛(4)이 용량맥박 시그널(56)의 주 및 제2 피크치(58, 59)를 자동적으로 인식하고, 주 및 제2 피크치(58,59)의 증폭을 결정하도록 하며, 주 및 제2 피크치(58,59) 사이의 시간차를 결정하도록 구성되었음을 특징으로 하는 진단 기구.

청구항 4

제 1항 내지 3항 중의 한 항에서, 진단 기구가 환자 신체의 체온, 주변 온도 및/또는 공기 중의 습도를 측정하는 센서(53)를 갖고 있음을 특징으로 하는 진단 기구.

청구항 5

제 1항 내지 4항 중의 한 항에서, 이 진단 기구가 측정 중에 평가 유닛(4)에 의하여 측정된 파라미터들을 저장하고 측정 날짜와 시간을 저장하는 메모리 유닛(6)을 갖고 있음을 특징으로 하는 진단 기구.

청구항 6

제 1항 내지 5항 중의 한 항에서, 이 진단 기구가 평가 유닛(4)에 의하여 결정된 파라미터들로부터 심장혈관계의 상태를 결정하기 위한 진단 유닛(5)을 갖고 있음을 특징으로 하는 진단 기구.

청구항 7

제 5항 또는 6항에서, 진단 유닛(5)이 메모리 유닛(6)에 의하여 저장된 파라미터의 변화로부터 환자의 심장혈관계의 상태에 관계되는 경향을 결정하게 되었음을 특징으로 하는 진단 기구.

청구항 8

청구항 6 또는 7항에서, 진단 유닛(5)이 심전도 시그널(55)의 R 피크(57)와 용량맥박 시그널(56)의 연속적인 극단 레벨(58) 사이의 시간차(60)로부터 환자 혈관의 탄력성에 대한 측정치를 나타내는 탄성 파라미터를 계산하도록 설치되었음을 특징으로 하는 진단 기구.

청구항 9

제 1항 내지 8항 중의 한 항에서, 이 진단 기구가 컴퓨터에 연결하기 위한 접속 장치를 갖고 있음을 특징으로 하는 진단 기구.

청구항 10

제1항 내지 9항 중의 한 항에서, 심전도 시그널(55), 용량맥박 시그널(56) 및 평가 유닛(4)에 의하여 결정된 파라미터들을 화면으로 표시하는 화면 표시 유닛(7)을 갖고 있음을 특징으로 하는 진단 기구.

청구항 11

제 1항 내지 10항 중의 한 항에서, 심전도 유닛(1), 펄속시미트리 유닛(2) 및 평가 유닛(4)이 하나의 케이싱(66) 내에 설치됨을 특징으로 하는 진단 기구.

청구항 12

제 11항에서, 심전도 전극(27,28), 펄속시미트리 유닛(2)의 광원(17,18)과 광센서(20)가 환자들이 한 손은 제1 심전도 전극(27)에 접촉하면서 동시에 다른 손은 제2 심전도 전극(28)과 광센서(20)에 접촉시킬 수 있도록 케이싱(66)의 외측에 배치되었음을 특징으로 하는 진단 기구.

청구항 13

제 11항에서, 광원(17,18)과 광센서(20)가 가 임의의 측정점에서도 환자의 신체에 접촉할 수 있도록 케이싱(66)의 외부에 설치되었음을 특징으로 하는 진단 기구.

청구항 14

- 심전도 시그널(55)을 환자의 신체로부터 전기적인 시그널들을 발사하는 둘 또는 그 이상의 심전도 전극(27,28)과 연결된 심전도 유닛(1)으로부터 획득하는 단계,
 - 동시에 용량맥박 시그널(56)을 광원(17,18) 및 광센서(20)를 포함하고 환자 신체 조직의 혈관계의 혈액 관류를 측정하는 펄속시미트리 유닛(2)으로부터 획득하는 단계, 및
 - 심전도 시그널(55)과 용량맥박 시그널(56)을 프로그램 제어된 평가 유닛(4)에서 평가하는 단계를 포함하는 심장 혈관 파라미터들을 기록하고 평가하는 방법에서,
- 이 방법이 평가 유닛(4)에서
- 심전도 시그널(55)의 R 피크(57)를 자동적으로 인식하는 단계,
 - 용량맥박 시그널(56)의 극대 레벨(58)을 자동적으로 기록하는 단계, 및
- 심전도 시그널(55)의 R 피크(57)와 용량맥박 시그널(56)의 연이은 극대 레벨(58) 사이의 시간차(60)가 결정되도록 되었음을 특징으로 하는 진단 기구의 사용방법.

청구항 15

청구항 1 내지 13항 중의 한 항에 기재된 진단 기구에 사용하는 컴퓨터 소프트웨어로서, 이 컴퓨터 소프트웨어가

- 심전도 시그널(55)에서 나타나는 R 피크(57)의 자동 인식,
- 용량맥박 시그널(56)에서 나타나는 극대 레벨(58)의 자동 인식, 및
- 심전도 시그널(55)의 R 피크(57)와 용량맥박 시그널(56)의 뒤이은 극대 레벨(58) 사이의 시간차(60)의 결정을 위한 명령을 수행하게 된 것임을 특징으로 하는 컴퓨터 소프트웨어.

청구항 16

제15항에서, 이 컴퓨터 소프트웨어가 심전도 시그널(55)의 R 피크(57)와 용량맥박 시그널(56)의 연이은 극대 레벨(58) 사이의 시간차로 부터 맥파 속도를 계산하기 위한 명령을 수행하게 되었음을 특징으로 하는 컴퓨터 소프

트웨어.

청구항 17

제 15항 또는 16항에서, 이 컴퓨터 소프트웨어가 용량맥박 시그널(56)의 주 및 제2 피크치(58,59)를 자동적으로 인식하고, 주 및 제2 피크치(58,59) 사이의 시간차(61)를 결정하며, 주 및 제2 피크치(58,59) 사이의 시간차(61)로 부터 제2 맥파 속도를 계산하기 위한 명령을 수행하게 되었음을 특징으로 하는 컴퓨터 소프트웨어.

명세서

기술분야

<1> 본 발명은 환자의 신체로부터 나오는 전기적 시그널을 분산시키는 두 개 또는 그 이상의 심전도(ECG) 전극에 연결되거나 또는 연결할 수 있는 심전도 시그널을 기록하기 위한 심전도 유닛을 포함하고 환자 신체 근육의 혈관계에서 혈액 관류의 광학적인 측정을 위한 최소한 하나의 광원과 광센서를 포함하는 용량맥박 시그널을 동시에 기록하기 위한 펄속시미트리(pulsoximetry) 유닛을 포함하며, ECG 시그널과 용량맥박 시그널을 평가하기 위한 프로그램 제어 평가 유닛을 포함하는 휴대용 진단 기구에 관한 것이다.

배경기술

<2> 심장 혈관 질환은 이미 알려진 바와 같이 모든 공업화된 국가에서 거의 사망에 이르는 중대한 질환으로 알려졌다. 특이한 경우에는 예를 들면 혈관의 병리학적 협착증과 같은 동맥경화증에 의하여 나타난다. 동맥경화증을 경험한 환자의 대략 50%는 관상 심장 질환에 의하여 영향을 받고 있다. 심장혈관 질환의 현저한 진전과 이러한 질환의 후기 단계에서의 제한적인 치료 가능성을 판단하기 위하여 가능한 한 조기 진단에 힘쓰고 있다. 이를 실현하기 위하여 심장 혈관 계통에서의 복합적인 상호관계를 현실화하고 평가하는 것이 필요하다. 심장과 혈관은 둘 다 조기 진단을 할 수 있도록 그들의 기능적 상태를 동시에 평가하여야 한다. 건강한 혈관계는 이미 알려진 바와 같이 수년 동안 미약한 심부전증을 보완하는 동시에 동맥경화증에 의하여 이미 영향을 받은 혈관계는 순환기 계통의 대상기능 장애를 유발한다.

<3> 심전도는 심장혈관 질환의 진단을 위하여 가장 빈번하게 이용되는 진찰방법이다. 심전도에 의하면 전기적인 시그널은 진찰할 환자의 신체로부터 둘 또는 그 이상의 심전도 전극으로 방사된다. 이와 같이 얻어진 심전도는 심장에서의 흥분 전개와 회귀 중에 나타나는 생체 전압을 반영시킨다. 심전도는 진단적으로 평가될 수 있는 다수의 파라미터를 포함한다. 심박동 중에 심근이 수축하기 시작하는 순간, 심전도는 R 피크로 지정된 결정적인 피크를 보여준다. 더구나 심전도는 R 피크 보다 먼저 나타나는 P 파를 포함한다. 차례로 R 피크에 뒤이어 T 파가 나타난다. R 피크 직전 또는 직후의 심전도의 최저 레벨은 각각 Q와 S로 지정된다. 심장혈관 진단의 이러한 파라미터들은 P 파의 지속기간뿐만 아니라 P 파의 폭, PQ 간격의 지속기간, QRS 콤플렉스의 지속기간, QT 간격의 지속기간과 T 파의 폭이다. 진술한 파라미터들의 절대치와 이러한 파라미터들의 비교로부터 심장혈관 계의 건강 상태에 대하여 결론을 내릴 수 있게 된다.

<4> 말초 심장질환 파라미터의 획득과 기록은 혈량 측정법이라 부를 수 있다. 혈량 측정법에서는 말초 혈관의 혈류 조절 용량이 측정된다. 최근에는 NIRP 방법(근적외선 사진 혈량 측정법)이 이러한 방법에 이용되었다. 여기에 응용되는 진단 양식으로는 펄속시미트리라 부르는 것이 있다. 이러한 펄속시미트리는 전형적으로 환자의 인체 조직 속으로 상이한 파장의 적색 광선 및/또는 적외선을 방사하는 두 개의 광원을 포함한다. 광선은 환자의 신체 조직에 투사되고 부분적으로 흡수된다. 투사된 광선은 적당한 광전 전관의 형태로 구성된 광센서에 의하여 검출된다. 반면에 통상적인 펄속시미트리는 전형적으로 660nm의 파장범위의 광선을 사용한다. 이러한 파장 범위 내에서는 옥시헤모글로빈과 데옥시헤모글로빈의 광 흡수가 다르게 나타난다. 광센서에 의하여 검출된 투사된 광선의 강도는 진찰된 신체 조직이 산소 함량이 많은 혈액과 산소 함량이 적은 혈액에 흡수되었는지에 따라서 변하게 된다. 반면에 810nm 파장 범위의 광선이 일반적으로 이용되고 있다. 광선 파장은 근 적외선 스펙트럼 범위에 놓여 있다. 이러한 특정 범위 내에서는 옥시헤모글로빈과 데옥시헤모글로빈의 광 흡수가 실질적으로 동일하다. 종래의 펄속시미트리는 용량맥박 신호를 발생하는데, 이 용량 맥박 신호는 심장박동 중에 변할 수 있으며 펄속시미트리에 의하여 검출되는 미세혈관을 통과하는 혈액 용량을 반영하는 용량 변환 시그널을 발생할 수 있게 되었다. 상이한 광선 파장 길이가 진술한 특정 범위로 사용된 경우에는 혈액 중의 산소 농도(산소 포화도)를 평가하기 위하여 상이한 광선 흡수로부터 결론을 유도하여 낼 수가 있다. 일반적으로 응용되는 펄속시미트리는 환자의 손가락 끝이나 귀에서 피를 채취하고 있다. 용량맥박 시그널은 신체 조직의 이러한 부위에서 모

세 혈관계의 혈액 관류로부터 나타난다.

<5> 미국특허 4,960,126호에 기재된 종래의 기술은 심전도-동기 펄속시미트리이다. 종래의 장치는 심전도 유닛과 펄속시미트리 유닛을 포함하고 있다. 종래의 진단 기구에서 심전도 유닛은 심전도 시그널에서 R 피크의 검출에 의하여 심장 박동 주기를 검사하는데 이용되고 있다. 심장 박동 주기의 지속 기간은 펄속시미트리 유닛에 의한 산소 포화도를 결정하는데 기초로서 채택되었다. 따라서 시그널의 평균을 개선하고 운동-유발 인공물을 감소시키는데 이용되었다. 대체로 혈액 중의 산소 포화도 값을 현실적으로 결정하는 것은 통상의 펄속시미트리와 비교하는 방법에 의하여 달성되었다.

<6> 심전도와 펄속시미트리가 결합된 공지의 기구는 다수의 심장혈관 파라미터를 측정하도록 되었다. 이러한 데이터를 기준으로 하여 의사들은 종합적인 심장혈관 진단을 할 수 있었다. 그러나 종래 기구는 위급하거나 이미 존재하는 심장혈관 질병의 예비 진단을 자동적으로 설정할 수 없는 결점이 있었다. 이러한 이유로 공지의 기구들은 자동진단용으로 환자들이 사용할 수 없게 되었다.

발명의 상세한 설명

<7> 본 발명의 목적은 심장혈관 계의 최소한 나쁜 상태와 예비 진단을 할 수 있는 진단 기구를 제공하는 것이다. 이 기구는 환자들이 다수의 진단 파라미터를 평가할 필요 없이 심장혈관 질병의 조속한 자가 진단을 할 수 있게 하여 준다.

<8> 본 발명은 전술한 형태의 휴대용 진단 기구에서 나타나는 문제점을 해결하기 위하여 평가 유닛이

<9> - 심전도 시그널에서 R 피크를 자동 검출하는 단계,

<10> - 용량맥박 시그널에서 극단 값을 자동 검출하는 단계, 및

<11> - 심전도 시그널의 R 피크와 용량맥박 시그널에서 뒤이은 극단치 사이의 시간차를 결정하는 단계를 실시할 수 있도록 구성되었음을 특징으로 하는 자동 진단 기구를 제공한다.

<12> 본 발명은 심전도 유닛과 펄속시미트리 유닛이 결합된 진단 기구에서 심전도 시그널과 용량맥박 시그널의 결합이 심장혈관계의 단순한 자동 상태 진단을 가져올 수 있다는데 기초하여 발명하게 된 것이다. 적당한 프로그램 제어에 의하여 본 발명의 휴대용 진단 기구의 평가 유닛은 심전도 시그널의 R 피크를 자동 인식할 수 있도록 되었다. 따라서 심장 박동의 정확한 순간이 자동적으로 측정된다. 더구나 본 발명의 프로그램 제어에 따르면 평가 유닛은 용량맥박 시그널의 극단 레벨, 예를 들면 최저 및 최고 레벨을 인식할 수 있도록 되었다. 용량맥박 시그널의 극단 레벨에 기초하여 심장 박동에서 나타난 맥파의 도착 순간은 펄속시미트리 유닛에 의하여 커버된 주변 측정 위치에서 확인될 수 있게 되었다. 그 후 심전도 시그널에서의 R 피크와 용량맥박 시그널에서의 연속적인 극단 레벨 사이의 시간차가 결정되게 된다. 이러한 시간차는 맥파 속도라 부르는 측정치이다. 맥파 속도에 기초하여 혈압에 대한 기록이 만들어질 수 있다. 기본적으로 맥파 속도의 단축은 혈압 증가를 수반하고 맥파 속도의 연장은 혈압 강하를 지적한다. 그렇지만 맥파 속도에 기초하는 혈압의 정확한 판단은 불가능하고 단순히 경향만을 지적할 수 있을 뿐이다. 더구나 맥파 속도는 혈액 밀도, 특히 혈관 벽의 탄성에 따라서 좌우된다. 즉, 혈관의 탄성으로부터는 동맥경화 가능성에 대한 결론만을 내릴 수 있다. 맥파 속도는 또한 동맥의 내경에 의하여서도 좌우된다. 따라서 의학적 진찰 부위(예를 들면 환자의 팔)에서 혈관 벽의 일정한 탄성을 갖고 있고 일정한 혈액 농도를 갖고 있는지를 가정하여 혈액의 공급을 특정화할 수 있다. 자동 평가에서 심전도 시그널을 용량맥박 시그널과 결합시킴으로써 본 발명의 진단 기구는 환자의 혈관계의 기능 평가를 자율적으로 할 수 있게 된다. 본 발명의 진단 기구에 따르면 동맥경화의 시그널이 있는 경우에 자동적으로 평가된 시그널에 의하여 환자의 심장 혈관상태를 측정할 수 있을 뿐만 아니라 환자에게 적당한 경고 시그널을 발생시킬 수 있게 된다. 따라서 환자는 본 발명의 진단 기구를 자동 진단에 이용할 수 있게 된다. 본 발명에 따르면 환자가 구입하기를 원하는 다른 기구들에 의하여 측정된 각종의 심장 파라미터들을 세분화하여 평가할 필요가 없게 된다.

<13> 본 발명에 의한 이동 진단 기구의 또 다른 형태에 따르면, 평가 유닛이

<14> - 용량맥박 시그널로부터 혈중 산소 포화도를 측정하는 단계,

<15> - 심전도 시그널로부터 심실 심장 진동 속도를 측정하는 단계, 및/또는

<16> - 용량맥박 시그널로부터 혈량 측정법상의 심장 진동 속도를 결정하는 단계를 실시할 수 있도록 구성된 휴대용 진단 기구에도 관계된다.

<17> 혈중 산소 포화도, 혈관, 혈량 측정법상의 심장 진동속도에 대한 측정은 심장혈관계의 보다 정제된 상

태 진단을 할 수 있게 한다. 본 발명의 진단 기구에 따르면 심장 진동 속도, 심장 진동 가변성 및 상응하는 심장의 부정맥의 절대치를 자동으로 측정할 수 있다. 이러한 방법으로 동빈맥, 동서맥, 동역맥 및 보충 수축과 같은 부정맥이 확인될 수 있다. 심전도 시그널에 따르면, 심장 박동을 수반하는 심장의 심방 수축 유지기간, 심실 수축의 유지기간 및 심실 이완의 유지기간이 기록될 수 있다. 반면에 심장에서의 전기적인 흥분 라인에서의 소위 폐쇄(심실폐쇄, 색지폐쇄 등)에 관계되는 예비 진단과 순환계 이상과 경색에 관계되는 예비 진단도 가능할 수 있다. 맥박 코스에서의 불규칙성도 용량맥박 시그널을 기초로 하여 검출할 수 있다. 또한 혈중 산소 포화도는 심장혈관 계의 상태 진단에 중요한 파라미터를 나타낸다. 혈중 산소 포화도에 따라서 심장혈관의 효율성과 적응성에 대한 결론을 내릴 수 있다.

<18> 본 발명의 장점은 본 발명의 평가 유닛이 주 피크치와 제2 피크치의 진폭을 측정하고 주 및 제2 피크치 사이의 시간차를 측정하여 용량맥박 시그널에서 주 및 제2 피크치를 인식하도록 설치되었다는 것이다. 이러한 사실은 용량맥박 시그널의 중복맥박을 자동 진찰할 수 있도록 한다. 중복맥박은 떨어져 있는 혈관에서의 혈압 코스의 2중 배열로 나타난다. 중복맥박은 심장에서 나오는 맥파가 미세혈관 격벽이나 덜 탄력적인 혈관에서 나오는 맥파의 반사작용으로부터 나오는 맥파가 역행함으로써 야기되는 것이다. 탄력성이 감소하고 동맥경화의 정도가 진행되면 혈류량계 시그널의 주 및 제2 피크치 사이의 시간차는 적어지고 동시에 제2 최대 값은 강도를 상실하게 된다. 주 및 제2 피크치 사이의 시간차를 측정하고 주 및 제2 피크치의 진폭을 결정하면 기타의 다른 중요한 파라미터들은 본 발명의 기구를 동맥경화의 시그널을 자동적으로 검사하는데 이용할 수 있게 한다.

<19> 용량맥박 시그널의 제2 최대 레벨은 하지에서 맥파의 반사에 의하여 나타난다. 그러므로 주 및 제2 피크치 사이의 유지 기간은 대동맥의 특성에 의하여 주로 결정된다. 전술한 바와 같이 제2 맥파 속도, 즉 대동맥에서의 맥파 속도를 측정할 수 있게 되고, 동시에 제1 맥파 속도는 적절한 측정 지점(예를 들면 환자의 팔)에서 측정하게 된다. 본 발명의 진단 기구에 의하면 두 개의 상이한 맥파 속도를 측정하고 이러한 측정 결과로부터 질병을 독립적이거나 종합적으로 진단하는 것이 가능하게 된다.

<20> 경우에 따라서는 본 발명의 진단기구가 환자의 체온, 대기 온도 및/또는 습도를 측정하기 위한 센서를 포함할 수 있다. 이러한 파라미터들은 본 발명에 의한 진단기구의 심전도 유닛과 펄속시미터리 유닛의 결과를 보상하는데 중요하다.

<21> 본 발명의 또 다른 실시형태는 평가 유닛에 의하여 측정된 파라미터들을 기록하고 측정된 날짜와 시간을 저장하는 메모리 유닛을 포함한다. 메모리 유닛에 의하면 심장 혈관계 질병의 진척상황과 그 치료효과를 감시할 수 있게 된다. 반면에 진단기구의 메모리 유닛에 저장된 데이터는 담당 의사가 이를 읽고 평가하여 심장혈관계의 세부적인 상태 진단을 할 수 있게 한다. 또한 본 발명의 진단기구는 진단 기구의 메모리 유닛에 저장된 데이터를 의사의 개인 컴퓨터로 전송하기 위한 데이터 전송 기구를 포함할 수도 있다. 이러한 전송 기구는 통상적인 유선 또는 무선 시스템을 포함할 수 있다.

<22> 더구나 본 발명의 진단 기구는 평가 유닛에 의하여 측정된 파라미터들로부터 환자의 심장혈관계의 상태를 결정하는 장치를 포함할 수도 있다. 진단기구는 모든 부품이 하나의 모델에 포함되도록 일체로 형성할 수도 있다. 단지 평가 유닛은 전술한 바와 같이 진단에서 요구되는 파라미터들을 측정하기 위하여 시그널을 받을 수 있는 적당한 위치에 연결할 수도 있다. 이러한 파라미터들은 파라미터들로부터 심장혈관계의 상태에 관련하여 결론을 내릴 수 있도록 가공된다. 필요에 따라서, 진단 기구는 동맥경화의 존재를 자동적으로 인식하고 환자에게 해당하는 경고 시그널을 발생할 수 있는 장치를 포함할 수도 있다.

<23> 본 발명의 장점은 본 발명의 진단기구가 메모리 유닛에 저장된 파라미터들의 적절한 변경으로부터 환자의 심장혈관계의 상태가 변하는 것을 측정할 수 있다는 것이다. 일부의 경우, 진단기구의 평가 유닛에 의하여 측정된 파라미터들로부터 잠재적인 질병의 존재를 직접 유도하여 낼 수 있다. 그러나 예를 들면 맥파 속도의 연속적인 증가와 같은 파라미터들의 변화는 초기 단계에 심장혈관 질환이 나타났음을 지적하는 것일 수 있다. 이러한 경향은 환자들이 일정한 기간 동안 진단 기구를 반복적으로 이용하여 평가 유닛에서 자동적으로 측정하고 측정결과를 저장한 경우 질환을 자동적으로 인식하도록 하는데 이용될 수 있다.

<24> 본 발명에 의한 진단 기구 유닛은 심전도의 R 피크 시그널과 용량맥박 시그널의 뒤이은 극단 레벨 사이의 유지기간으로부터 탄성 파라미터를 계산하여내는 장비를 갖고 있는바, 전술한 탄성 파라미터는 환자의 혈관의 탄성을 나타낸다. 맥파 속도(PWG)는 혈관의 탄성(k)과 혈액 농도(p)의 상의 제곱근에 비례한다. 이를 방정식으로 나타내면 다음과 같다.

$$PWG = \sqrt{kh/dp}$$

<25>

<26>

상기 식에서 k는 혈관의 탄성을 나타내고, h는 혈관 벽의 두께를 나타내며, d는 혈관의 직경을 나타내고, p는 혈액의 농도를 나타낸다. 혈액의 농도(p)와 기타 파라미터들이 일정하다고 가정하였을 때, 전술한 상관관계로부터 k가 진단 기구에서 계산된다. 탄성 파라미터 단독 또는 본 발명의 진단 기구에 의하여 측정되는 심장혈관계의 다른 파라미터와 결합된 탄성 파라미터로부터 동맥경화에 대한 결론을 내릴 수 있다.

<27>

본 발명에 의한 진단기구의 또 다른 형태는 심전도 시그널, 용량맥박 시그널 및 평가 유닛에서 측정된 파라미터들을 화면으로 표시하는 화면 표시 유닛, 즉 디스플레이 유닛을 포함할 수 있다. 본 발명의 진단 기구를 이용하는 환자나 의사들은 화면 표시 유닛으로부터 편안하게 모든 표시 내용을 볼 수 있다. 동시에 진단 기구를 적당한 기능을 위하여 대조하는 것도 가능하다.

<28>

본 발명의 바람직한 형태에서는 심전도 유닛, 펄속시미트리 유닛 및 평가 유닛이 동일 케이싱 내에 수용된다. 따라서 언제든지 간단하게 사용할 수 있는 컴팩트한 구조로 형성할 수 있다.

<29>

경우에 따라서는 심전도와 광원 및 광센서를 케이싱의 외부에 설치하여 환자가 한 손에 제1 심전도 전극을 접촉시키고, 동시에 다른 손은 제2 심전도 전극과 광센서에 접촉시킬 수 있도록 구성할 수도 있다. 환자는 이와 같이 진단 기구에 양 손을 밀착시킨 상태로 화면을 볼 수 있게 된다. 심전도의 작동은 환자의 좌·우 손으로 진행시킬 수 있다. 펄속시미트리 유닛은 케이싱을 잡고 있는 두 손 중의 한 손에서 용량맥박 시그널을 얻을 수 있다. 이러한 구성은 케이블을 통하여 진단기구에 추가의 전극을 연결할 필요가 없다는 이점을 갖고 있다. 모든 부품은 컴팩트한 유닛으로 형성된다. 기구의 작동 중에 나타나는 장애, 특히 심전도 전극의 연결이나 환자의 신체에 펄속시미트리 유닛을 부착하는 과정에서 나타나는 장애는 고칠 수 있다.

<30>

심전도 전극은 환자의 신체에 직접 접촉되는 2개 이상의 외부 전극을 사용할 수 있다. 이러한 구성은 예를 들면 환자의 손을 작업 시스템에 올려놓을 수 있어서 손이 자유롭게 된다는 이점이 있다.

<31>

본 발명에 따르면 광원과 광센서를 케이싱 위에 분리되게 설치할 수도 있다. 이러한 구성에 의하면 센서가 임의의 측정점에서 환자의 신체에 접촉하도록 할 수 있게 된다. 이러한 구성은 환자의 손이나 기타 환자의 임의의 측정점에서 혈액의 미세혈관 관류를 진찰할 수 있게 된다.

<32>

본 발명은 또한 환자의 심장혈관 파라미터들의 획득과 평가 방법에도 관계되는바, 이 방법은

<33>

- 환자의 신체로부터 전기적인 시그널을 받아들이는 둘 또는 그 이상의 심전도 전극과 연결된 심전도 유닛에 의하여 심전도 시그널을 받아들이는 단계,

<34>

- 동시에 용량맥박 시그널을 환자 신체 조직의 혈관계에서 혈액 관류의 광학적 측정을 위한 최소한 하나의 광원과 광센서를 포함하는 펄속시미트리 유닛에서 받아들이는 단계, 및

<35>

- 프로그램 제어 평가 유닛에서 심전도 시그널과 용량맥박 시그널을 평가하는 단계를 포함하는 평가 방법으로 구성된다.

<36>

본 발명의 목적은

<37>

- 심전도 시그널의 R 피크를 자동적으로 인식하는 단계,

<38>

- 용량 맥박 시그널의 극단 레벨을 자동적으로 인식하는 단계, 및

<39>

- 심전도 시그널의 R 피크와 용량맥박 시그널의 뒤이은 극단 레벨 사이의 시간차를 결정하는 단계를 포함하는 방법에 의하여 달성된다.

<40>

심전도 유닛과 펄속시미트리 유닛으로 구성된 실제로 알려진 진단 기구는 본 발명의 평가 유닛의 적당한 프로그램 제어에 이용될 수 있다.

<41>

이러한 진단기구의 평가 유닛을 위한 컴퓨터 소프트웨어는

<42>

- 심전도 시그널의 R 피크를 자동인식하고,

<43>

- 용량맥박 시그널의 극단 레벨을 자동 인식하며,

<44>

- 심전도 시그널의 R 피크와 용량맥박 시그널의 뒤이은 극단 레벨 사이의 시간차를 측정하는 명령을 포

함한다.

- <45> 더구나 컴퓨터 소프트웨어는 심전도 시그널의 R 피크와 뒤이은 용량맥박 시그널의 극단 레벨 사이의 유지기간 차이로부터 맥파 속도의 계산을 위한 명령을 포함한다. 맥파 속도는 본 발명에 의한 진단 기구를 이용한 심장혈관계 상태 진단에 기초가 되는 중앙 파라미터를 나타낸다.
- <46> 본 발명에 의한 소프트웨어의 장점은 용량 맥박 시그널의 주 및 제2 피크치를 자동 인식하고 주 및 제2 피크치 사이의 시간차를 결정하며, 주 및 제2 피크치 사이의 시간차로부터 제2 맥파 속도를 계산하도록 되었다는 것이다. 이 제2 맥파 속도는 대동맥의 맥파 속도이다.
- <47> 진술한 형태의 컴퓨터 소프트웨어는 심전도 시그널과 용량맥박 시그널을 통상적인 개인용 컴퓨터에서 계산하는데 이용될 수 있다.

도면의 간단한 설명

- <48> 이하 본 발명의 한 예를 도면에 의하여 구체적으로 설명한다.
- <49> 도 1은 본 발명에 의한 휴대용 진단 기구의 구성도이고,
- <50> 도 2는 본 발명에 사용되는 펄속시미트리 유닛을 나타내는 구성도이며,
- <51> 도 3은 심전도 유닛을 나타내는 구성도이고,
- <52> 도 4는 맥파 속도를 결정하는 과정을 보여주는 구성도이며,
- <53> 도 5 및 5a는 본 발명에 의한 진단 기구의 심전도 유닛에 대한 회로도이고,
- <54> 도 6 및 6a는 본 발명에 사용되는 펄속시미트리 유닛에 사용되는 회로도이며,
- <55> 도 7은 심전도 시그널과 용량맥박 시그널을 보여주는 것이며,
- <56> 도 8은 본 발명에 의한 진단 기구를 보여주는 것이며,
- <57> 도 9는 심전도 시그널의 평가에 대한 진행도이고,
- <58> 도 10은 용량맥박 시그널의 평가에 대한 진행도이다.
- <59> 도 1은 본 발명에 의한 휴대용 진단 기구의 부속품과 이들의 상호 작용을 설명하는 것이다. 진단기구는 심전도 유닛(1)과 펄속시미트리 유닛(2)을 포함한다. 심전도 유닛(1)은 환자의 신체로부터 전기적인 신호를 받는 도 1에 도시되지 아니한 심전도 전극에 연결하게 되었다. 심전도 전극에서 받은 심전도 시그널은 분석 유닛(3)으로 전달된다. 펄속시미트리 유닛(2)은 환자 신체 조직의 미세혈관계에서 관혈류를 광학적으로 측정하기 위한 것이다. 펄속시미트리 유닛(2)에서 두 개의 상이한 광 파장으로부터 받은 용량맥박 시그널도 분석 유닛(3)으로 전달된다. 분석 유닛(3)에서는 펄속시미트리 유닛(2)에서 받은 시그널과 심전도 유닛(1)에서 받은 시그널을 예비-가공한다. 특히, 시그널들은 50 및/또는 60Hz 범위의 간섭물을 여과하기 위하여 대역 필터를 통과시킨다. 또한 펄속시미트리 유닛(2)으로부터 나온 시그널들은 신호 대 잡음비를 감소시키기 위하여 평균을 낸다. 심전도 유닛(1)과 펄속시미트리 유닛(2)으로부터 나온 예비-가공된 시그널들은 분석 유닛(3)을 통과한 다음 평가 유닛(4)으로 전달된다. 평가 유닛(4)에서는 심장혈관 진단에 필요한 파라미터들을 시그널로부터 추출한다. 이를 위하여 평가 유닛(4)은 적당한 프로그램 제어를 갖고 있다. 이 프로그램 제어기는 심전도 시그널의 R 피크가 자동적으로 인식되고, 심전도 시그널의 R 피크와 뒤이은 용량맥박 시그널의 극단 레벨 사이의 시간 간격이 최단시간 내에 결정된다. 더구나, 혈중 산소 포화도는 펄속시미트리 유닛(2)의 용량맥박 시그널로부터 결정된다. 심전도 시그널의 R 피크들 사이의 시간차로부터 심실의 심장 진동 속도가 측정된다. 혈류량측정법상의 심장 진동속도는 용량맥박 시그널로부터 측정된다. 평가 유닛(4)에는 용량맥박 시그널의 주 및 제2 피크치를 자동적으로 인식하고 주 및 제2 피크치를 결정하기 위한 프로그램 제어가 설치되는 것이 바람직하다. 반면에 용량맥박 시그널의 주 및 제2 피크치 사이의 시간차는 평가 유닛(4)에 의하여 측정되고, 앞에서 잠시 설명한 바와 같이 대동맥의 맥파 속도가 확인된다. 평가 유닛(4)에 의하여 측정된 파라미터들은 진단 유닛(5)으로 보내진다. 진단 유닛(5)은 평가 유닛(4)에 의하여 결정된 진술한 파라미터들로부터 심장혈관계의 상태를 결정하기 위하여 설치하는 것이 적당하다. 적당한 프로그램 제어를 통하여 진단 유닛(5)은 환자의 혈관계의 상태를 검사하고 측정된 파라미터들이 존재하는 동맥경화에 대한 직접적인 신호를 나타내는 것인지를 알아내기 위하여 관련된 파라미터들을 해석한다. 엑스트라시스톨과 같은 기타의 심장박동의 불규칙성도 진단 유닛(5)에서 확인될 수 있다. 더구나 진단 유닛(5)은 맥박 결손을 검사하기 위하여 혈류량측정법상의 심장 진동 속도와 대조한다. 특히, 진단 유

닛(5)은 심전도 시그널의 R 피크와 연속되는 용량맥박 시그널의 최고 레벨 사이의 시간차로부터 탄성 파라미터를 계산하기 위한 프로그램 제어기를 구비하는 것이 적당하다. 탄성 파라미터는 환자 혈관의 신축성에 관한 파라미터이다. 평가 유닛(4)에 의하여 측정된 기타의 파라미터들, 특히 용량맥박 시그널의 증박에 관련되는 파라미터들을 포함하면 진단 유닛(5)은 환자의 심장혈관 상태를 자동적이면서 현실적으로 분석할 수 있게 된다. 따라서 본 발명의 진단 기구는 관상 심장 질환의 조기 진단에 유용하게 이용될 수 있다. 평가 유닛(4)에 의하여 측정된 파라미터들뿐만 아니라 진단 유닛(5)에서 나오는 데이터는 즉시 본 발명에 의한 진단 기구의 메모리 유닛(6)에 측정 시간 및 날짜와 함께 저장된다. 이와 같이 얻어진 모든 데이터와 파라미터들은 화면 표시 유닛(7)에서 화면으로 표시된다. 특히, 화면표시 유닛(7)은 심전도 시그널, 용량맥박 시그널 및 맥파 속도를 화면으로 표시한다. 반면에 접속장치(8)는 진단 기구와 컴퓨터 사이를 연결하기 위하여 설치한다. 접속장치(8)를 통하여 메모리 유닛(6)에 저장된 모든 데이터와 파라미터들이 담당 의사의 개인용 컴퓨터(도시하지 않았음)에 전달될 수 있다. 컴퓨터에서 데이터는 더 구체적으로 분석될 수 있다. 특히, 장기간에 걸쳐 기록되고 보관된 이러한 데이터와 파라미터들은 환자의 기존 질병의 진척 상황에 따라서 대처하는데 이용될 수 있다. 더구나 본 발명의 진단 기구는 측정 데이터를 얻거나 기록된 신호를 직접 담당 의사의 개인 컴퓨터에 전송하여 개인 컴퓨터에서 상응하는 평가, 분석 및 설명이 신속하고 안전하게 이루어지도록 할 수도 있다.

<60> 도 2는 본 발명에 의한 진단 기구에 사용되는 펄속시미트리 유닛(2)의 구성을 설명하고 있다. 펄속시미트리 유닛(2)은 마이크로-제어기(9)를 포함하고 있다. 마이크로-제어기(9)는 적외선 변조기(11)와 적색 광선 변조기(12)를 작동시키는 시간측정 생성기(10)와 일체로 형성되었다. 조정할 수 있는 전압 공급기(13),(14)의 공급 전압은 변조기(11),(12)에 의하여 변조된다. 변조된 전압은 전류/전압 컨버터(15),(16)를 통하여 적외선을 발산하는 발광 다이오드(17)와 적색 광선을 발산하는 발광 다이오드(18)로 유도된다. 시간측정 생성기(10)는 발광 다이오드(17),(18)를 온-오프 시키게 되었다. 따라서 환자의 신체 조직은 적색 광선과 적외선에 교호로 노출되게 된다. 광선이 신체 조직(19)에 방사되면 이 광선은 신체 조직(19) 내부에서 흐르는 혈액 중의 옥시헤모글로빈 및/또는 데옥시헤모글로빈에 흡수되게 된다. 환자의 신체에 방사된 광선은 광 검출기(광다이오드)(20)에 의하여 기록된다. 광 검출기(20)의 광양자 선속은 컨버터(21)에 의하여 전압으로 변환되고 증폭기(22)에서 증폭된 다음, 아날로그/디지털 변환기(23)에 의하여 디지털 시그널로 변환된다. 이어서 디지털 시그널은 마이크로-제어기(9)를 구성하는 원적외선/적색광선 복조기(24)를 통과하여 복조된다. 적외선/적색광선 복조기(24)는 시간측정 생성기(10)에 연결되었다. 이 복조기(24)는 디지털 시그널을 두 개의 용량맥박 시그널(25),(26)로 분할시킨다. 시그널(25)은 신체 조직(19)에서 원적외선을 흡수하고 시그널(26)은 신체 조직(19)에서 적색 광선을 흡수한다.

<61> 도 3에는 본 발명에 의한 진단 기구의 심전도 유닛(1)이 설명되었다. 심전도 유닛(1)에는 두 개의 심전도 전극(27),(28)이 연결되었다. 전극(27),(28)에 의하여 획득된 시그널들은 처음에 고역필터(29),(30)를 통과한다. 고역필터(29),(30)의 경계 주파수는 0.05Hz와 0.5Hz 사이이다. 여과된 시그널은 차동 증폭기(31)로 공급된다. 이것은 심전도 유닛(1)의 변환 가공물을 감소시키기 위한 높은 동 위상 신호 제거에 의하여 소멸된다. 차동 증폭기(31)는 가변성 증폭 변수를 갖는 다른 증폭기(32)에 연속적으로 이어져 있다. 증폭된 아날로그 시그널은 아날로그/디지털 변환기(33)에 의하여 디지털 시그널로 변환되고 마이크로-제어기(34)로 공급된다. (이 마이크로-제어기(34)는 마이크로-제어기(9)와 동일한 것일 수 있다.) 최종적으로 디지털 시그널의 마이크로-변환기(35)는 심전도 시그널로부터 50과 60Hz 사이의 주파수를 갖는 시그널의 간섭 신호를 여과하여 낸다.

<62> 도 4에는 본 발명에 의한 진단 기구의 작동 원리가 기재되어 있다. 시그널들은 심전도 유닛(1)과 펄속시미트리 유닛(2)에서 측정되고 분석 유닛(3)에서 처리된 다음, 평가 유닛(4)에서 평가된다. 이를 위하여 평가 유닛(4)은 처리 단계(36)에서 심전도 시그널을 최초로 분석하고 PQRST의 다양한 시간차를 결정하는 적당한 프로그램 제어기에 결합되었다. 특히, 심전도 시그널의 R 피크는 처리 단계(36)에서 인식된다. 도면에는 구체적으로 도시되지 않은 시계를 채용함으로써 처리 단계(37)에서 검출된 R 피크의 정확한 시점이 측정된다. 더구나 평가 유닛(4)의 프로그램 제어기는 증박 계산 루트(38)를 포함한다. 이 증박 계산 루트(38)는 디지털 용량맥박 시그널의 주 및 제2 피크치를 자동적으로 인식하고 주 및 제2 피크치의 진폭과 주 및 제2 피크치의 시간차를 결정하는 역할을 한다. 심전도의 시계에 근접한 다른 루트(39)는 검출된 각개 최고 레벨에 대한 정확한 시점을 결정한다. 진단 유닛(5)의 프로그램 제어기는 루트(37)에 의하여 측정된 R 피크들 사이의 시간차와 용량 맥박 시그널에 의하여 확인되고 루트(39)에 의하여 결정된 첫째 최대 레벨 및/또는 최저 레벨의 시점으로부터 탄성 파라미터를 계산하기 위한 루트(40)를 포함한다. 예를 들면, 루트(40)는 탄성 파라미터로서 심전도 시그널의 R 피크와 용량맥박 시그널의 다음에 나타나는 최저치 사이의 시간차에 반비례하는 용량 맥박 속도를 결정한다. 탄성 파라미터는 환자의 혈관의 탄력성에 대한 측정치를 나타내고 화면 표시 유닛(17)에 의하여 화면으로 표시된다. 더구나 진단 유닛(5)은 심전도 시그널로부터 나오는 심실 심장 박동을 평가하기 위한 루트(41)와 디지털 혈류량적

신호로부터 얻은 혈중 산소 포화도를 평가하기 위한 루트(42)를 포함한다. 심실 심장박동 속도와 산소 포화도는 화면 표시 유닛(7)에 화면으로 표시된다.

<63> 본 발명에 의한 진단 기구의 가장 중요한 기능은 전술한 바와 같이 동맥경화 질병을 자동으로 조기에 확인하는 것이다. 평가 유닛(4)의 평가 루트(38)와 진단 유닛(5)의 진단 루트(40)에 의하여 세 개의 중요한 파라미터들이 결정되는데, 이러한 파라미터들은 환자의 혈관의 탄성에 관계되는 것이다. 그러므로 이러한 세 개의 파라미터들을 기초로 하여 사람들은 기존의 동맥경화와 존재하는 질병의 심각성을 확인할 수 있다. 이러한 세 개의 파라미터들은 용량맥박 시그널에서 주 및 제2 피크치 사이의 시간차와 심전도의 R 피크와 용량맥박 시그널의 연속적인 극단 레벨 사이의 시간차로부터 얻어지는 맥파 속도에서의 주 및 제2 피크치의 상대적인 강도이다. 본 발명의 진단 기구는 이러한 세 개의 파라미터들을 평가하여 경고 시그널을 발생하게 된다. 담당 의사는 기구의 메모리 유닛(6)에 저장된 이러한 데이터들을 세밀히 검토하여 환자에게 적당한 치료를 할 수 있게 된다.

<64> 도 5는 본 발명에 의한 심전도 유닛(1)을 구성하는데 적당한 회로도이다. 전기적 시그널은 심전도 전극(27),(28)을 통하여 환자의 신체로부터 발산된다. 최초에 이러한 전기적 시그널들은 다이오드, 캐패시터 및 저항으로 구성된 수동 회로망에 의하여 여과된다. 이어서 시그널들은 차동 증폭기(31)로 통과한다. 이러한 신호는 고 동상모드 거절에 의하여 분류된다. 따라서 두 전극에 동시에 나타나는 간섭은 심전도 시그널로부터 제거된다. 역 동상 모드 시그널은 제3 전극(43)을 통하여 환자의 신체로 피드백되므로 이러한 시그널 간섭은 더 감소 되게 된다. 가변성 증폭기(32)에 의하여 증폭된 아날로그 시그널은 아날로그/디지털 변환기(33)에 의하여 디지털 심전도 시그널로 전환되고 이 디지털 시그널은 마이크로-제어기(34)로 들어간다. 아날로그/디지털 변환기(33)는 기준 전압원(44)에 연결되었다. 도 5a에 따르면, 노치 필터(31a)는 심전도 시그널로부터 전체 주파수(50Hz 및/또는 60Hz)를 여과하기 위하여 설치되었다.

<65> 도 6 및 6a는 본 발명에 의한 진단 기구에 사용되는 펄속시미터 유닛(2)의 구성을 위한 회로도이다. 적외선 LED(17)의 상호 연결은 적색광선 LED(18)의 상호 연결과 동일하다. 두 부품들은 모두 기준 전압원(45)을 통하여 전류를 공급받도록 되었다. 다이오드(17),(18)는 디지털 분압기(46),(47)에 의하여 활성화된다. 이들은 펄속시미터 유닛(2)의 마이크로-제어기(9)에 의하여 가동된다. 작동 증폭기(48),(49)의 출력 전압은 뒤이은 저항과 함께 발광 다이오드(17 및/ 또는 18)를 통하여 흐르는 전류를 결정한다. 도 6a에는 변형 회로가 도시되었는데, 이 변형 회로는 하나의 광 다이오드(50)를 필요로 한다. 다이오드(17),(18)로부터 보내진 광선의 온도에 무관한 일정한 조명은 광 다이오드(50)에서 제어된다. 발광 다이오드(17),(18)로부터 나온 광선은 광 다이오드(20)에 의하여 검출된다. 광 다이오드(20)는 광 다이오드(20)를 통과하는 전류를 전압으로 전환시켜 증폭시키는 작동 증폭기(52)에 연결되었다. 이 전압은 아날로그/디지털 변환기(23)에서 디지털화되고 펄속시미터 유닛을 통과하여 평균화된다. 더구나 NTC 저항기(53)는 펄속시미터 유닛(2)의 측정 위치에서 환자의 체온을 측정하기 위하여 설치되었다. NTC 저항기(53)는 아날로그/디지털 변환기(23)에 연결되었다. NTC 저항기(53)는 기준 전압원(54)을 통과하는 전압으로 충전된 간단한 전압 분할기의 일부 부품이다. 기준 전압원(54)은 동시에 아날로그/디지털 변환기(23) 용으로 이용될 수도 있다. 도 6a에는 오직 하나의 기준 전압원(45) 만이 도시되었다. 도 5a에 도시된 회로는 도 6a에 도시된 회로의 변형으로서 도 5a에서 NTC 저항기(53)가 아날로그/디지털 변환기(33)에 연결되었으나 도 6a에서는 이 저항기가 생략되었다.

<66> 도 7은 심전도 시그널(55)과 용량맥박 시그널(56)을 함께 보여주는 것이다. 시그널(55),(56)들은 본 발명의 진단 기구에서 동시에 기록된다. 다수의 R 피크(57)들이 심전도 시그널(55)에 나타나 있다. R 피크(57) 각각은 심실 박동을 나타낸다. 최초의 최대 레벨(58)과 제2 최대 레벨(59)은 용량맥박 시그널에서 나타난다. 이것은 중박을 나타내는바, 중박은 예를 들면 펄속시미터 유닛(2)으로 커버된 혈관의 혈압 코스의 2중으로 표현된 중박 피크의 그림으로 나타난다. 도 7의 하부 다이어그램은 심전도 시그널(55) 및 증폭 표현된 용량맥박 시그널(56)로부터 나온 시간 차이를 보여준다. 이러한 표시에서 사람들은 R 피크(57)와 용량맥박 시그널(56)의 최초 최대 레벨(58) 사이에 시간차(60)가 있음을 알 수 있을 것이다. 이러한 시간차이는 본 발명에서 측정되는 것이다. 이 시간차(60)는 맥파 속도에 인한 것이다. 큰 시간차는 낮은 맥파 속도에 의한 것으로 추측된다. 짧은 시간차는 높은 맥파 속도에 의한 것이다. 맥파 속도는 혈관 벽의 탄성에 좌우되므로 실질적으로 맥파 속도의 증가는 동맥경화의 존재를 지적하는 것이다. 사람들은 맥파 속도를 측정하기 위하여 R 피크(57)와 용량맥박 시그널(56)의 연속적인 최소치 사이의 시간차를 이용한다. 이러한 접근방법은 시그널 프로세싱이라는 점에서는 장점이 있다. 반면에, 본 발명의 진단 기구에서는 용량맥박 시그널의 최초의 최대 레벨(58)과 두 번째 최대 레벨(59) 사이의 시간차(61)와 최초 최대 레벨(58)과 두 번째 최대 레벨(59)의 상대적인 강도를 평가한다. 사람들은 이러한 파라미터들로부터 심장혈관 상태와 혈관의 탄력성을 유도하여 낼 수 있다. 더구나, P 파(62), 최소 레벨 및 S 파(63 및/또는 64) 및 T 파(65)도 심전도 시그널(55)에서 볼 수 있게 된다. 이러한 심전도 시그널(55)에서

나타나는 특정 파라미터들 사이의 시간차는 본 발명에 의한 진단 기구에 의하여 평가된다.

<67> 도 8은 본 발명에 의한 진단 기구를 보여주는바, 진단 기구는 케이싱(66)을 포함하고, 케이싱의 전면에는 LCD 디스플레이(67)가 배치되었다. 이 디스플레이(67)는 본 발명에 의한 휴대용 진단기의 화면 표시 유닛(7)을 나타낸다. 이 LCD 디스플레이(67)에는 심전도 시그널(55) 뿐만 아니라 용량맥박 시그널(56)이 시간의 함수로서 도면으로 도시되었다. 심실 심장진동속도(HR), 혈중 산소 포화도(SaO₂) 및 맥파 속도(PWG)도 화면에 표시된다. 케이싱(66)의 외측에는 두 개의 심전도 전극(27),(28)이 부착되었으며, 이 심전도 전극들은 환자가 한 손을 심전도 전극(27)에 접촉시킨 상태에서 다른 손은 전극(28)에 인접되게 위치하는 발광 다이오드(17),(18) 및 광센서인 광 다이오드(20)와 함께 전극(28)과 접촉할 수 있도록 배치되었다. 따라서 진단 기구의 펄속시미터 유닛은 환자의 손과 접촉하는 전극(28)에서 용량맥박 시그널을 수집할 수 있다. 케이싱(66)의 전면에는 진단 기구를 작동시키기 위한 스위치(68)가 배치되었다.

<68> 도 9는 심전도 시그널을 평가하기 위하여 프로그램 제어기에서 이행되는 알고리즘을 보여 준다. 입력 데이터(69)가 입력되면 알고리즘은 디지털 시그널을 수신한다. 처음 이 시그널은 신호 대 노이즈 비율을 감소시키기 위하여 저역 필터(70)로 보내진다. 다음의 프로세스 단계(71)에서 심전도의 최초 시간 관련 도출물이 형성된다. 프로세스 단계(72)에서는 R 피크들이 유도된 시그널의 부호 변화 점에 기초하여 포지티브로부터 네거티브까지 자동적으로 인식된다. 프로세스 단계(63)에서 R 피크들 사이의 시간차로 부터 심실 심장 진동 속도가 결정된다. 바로 이어서 결정된 심장 진동 속도의 두 값이 서로 비교되고 체크 된다. 두 값이 특정 범위 내에 있을 경우 심실 심장 진동 속도는 진단 기구의 화면 표시 유닛(7)에서 화면으로 표시된다. 예를 들면, 심장 진동 속도가 계속적으로 10으로 결정된 경우에는 품질 파라미터가 컴퓨터로 계산된다. 이러한 품질 파라미터 Q는 다음의 방정식: $Q=(N_s-1)/N_t$ 을 적용하여 컴퓨터에서 계산하다.

<69> 상기 식에서, N_s는 서로 유사한 심장 진동 속도 값을 나타내고, N_t는 측정된 심장 진동 속도 값의 전체 수를 나타낸다. 예를 들면 N_t는 10과 동일하다. 품질 파라미터(Q)도 진단 기구의 화면표시 유닛(7)에 화면으로 표시된다. 적은 Q 값은 부정맥증 심장박동을 나타낸다. 프로세스 단계(74)에서는 심전도 시그널에서 R 피크 전·후에 바로 나타나는 최소 레벨을 결정한다. 심전도 시그널의 QRS 콤플렉스의 전체 파라미터들은 프로세스 단계(75)에서 계산된다. 각개 R 피크 후에 나타나는 최대 레벨은 프로세스 단계(76)에서 결정된다. 이 최대 레벨은 심전도 시그널의 T 웨이브를 나타낸다. 프로세스(77)에서는 QT 간격, 예를 들면 QRS 콤플렉스와 T 웨이브 사이의 시간차가 계산된다. 최종적으로 프로세스 단계(78)에서는 단계(76)에서 검출된 T 웨이브와 연이은 R 피크 사이에서 나타나는 최대 레벨이 결정된다. PR 시간차, 예를 들면 P 웨이브와 R 피크 사이의 시간차가 프로세스 단계(79)에서 계산된다.

<70> 도 10은 혈류량계 심장 진동 속도의 결정을 위한 본 발명에 의한 진단 기구의 알고리즘을 설명하기 위한 것이다. 알고리즘은 디지털 용량맥박 시그널(80)로부터 진행된다. 최초에 시그널은 시그널 대 노이즈 비율을 감소시키기 위하여 프로세스 단계(81)에서 여과하고, 이어서 프로세스 단계(82)에서 용량맥박 시그널의 첫째 시간차를 계산한다. 프로세스 단계(83)에서 제1 시간-관련 도출물을 저역 필터로 여과하여 신호 대 노이즈 비율을 감소시킨다. 한계치는 프로세스 단계(84)에서 밝혀낸다. 예를 들면 한계치는 고정될 수 있는 시간차인 예를 들어서 10초 동안에 용량맥박 시그널의 절대 최저치에 해당한다. 이어서, 프로세스 단계(85)에서는 이미 밝혀진 한계치를 통과하는 용량맥박 시그널의 통로가 결정된다. 프로세스 단계(86)에서는 앞에서 설정된 한계치를 통과시키는 통로들 사이에서 유도된 시그널의 국부적인 최저 레벨이 결정된다. 유도된 시그널의 국부적인 최저 레벨들 사이의 시간차는 원래의 용량맥박 시그널에 있는 세 연속적인 반전점 사이의 시간차에 해당한다. 그러므로 혈류량계 심장 진동 속도는 국부적인 최저 레벨들 사이의 시간차로 부터 프로세스 단계(87)에서 계산될 수 있다. 심실 심장 진동 속도의 결정에 유사하게 프로세스 단계(88)에서는 결정된 혈류량계 심장 진동 속도의 값이 유사하게 결정된다. 품질 파라미터는 연속 단계에서 결정된 심실 심장 진동 속도에서 결정된 심장 진동 속도의 지정된 수에 대하여 프로세스 단계(89)에서 계산된다. 또한 유사하게 심실 심장 진동 속도가 계산된다. 품질 파라미터들은 프로세스 단계(90)에서 평가되는데, 경우에 따라서는 한계치가 단계(91)에서 증가되고, 이어서 프로세스는 프로세스 단계(85)에서 시작하는 프로세스를 재차 반복할 수도 있다. 프로세스의 반복은 품질 파라미터가 최대치에 도달하면 끝나게 된다. 이어서, 프로세스 단계(92)에서 평균 혈류량계 심장 진동 속도 값을 각개 심장 진동 속도 값으로부터 계산한다. 이러한 값은 최대 품질 파라미터와 함께 화면에 표시된다. 프로세스(93)에서 알고리즘은 끝난다.

도면

도면1

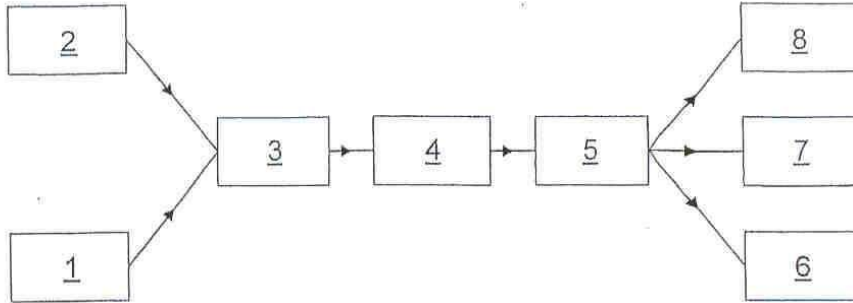
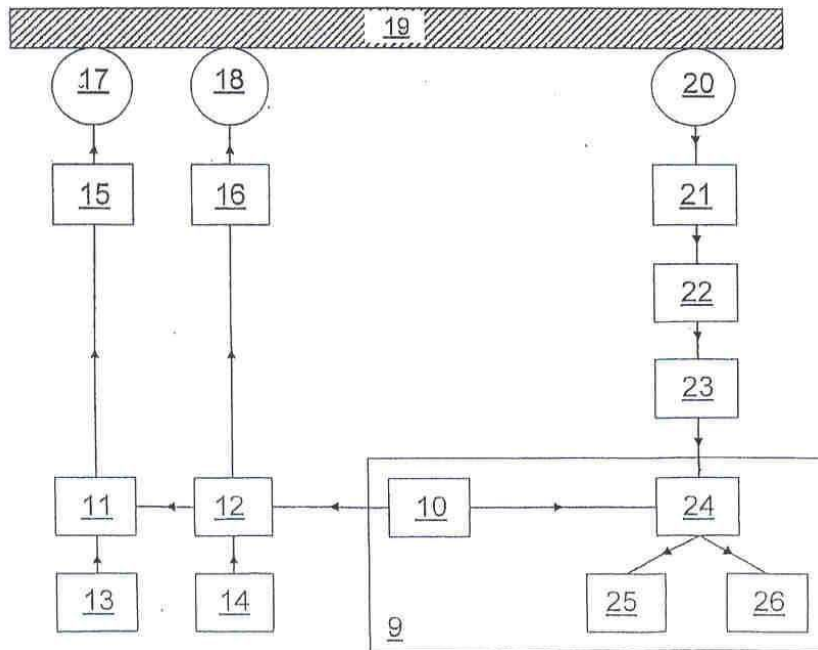
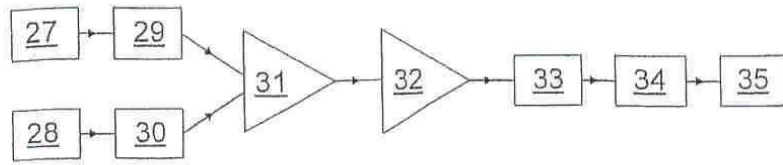


Fig. 1

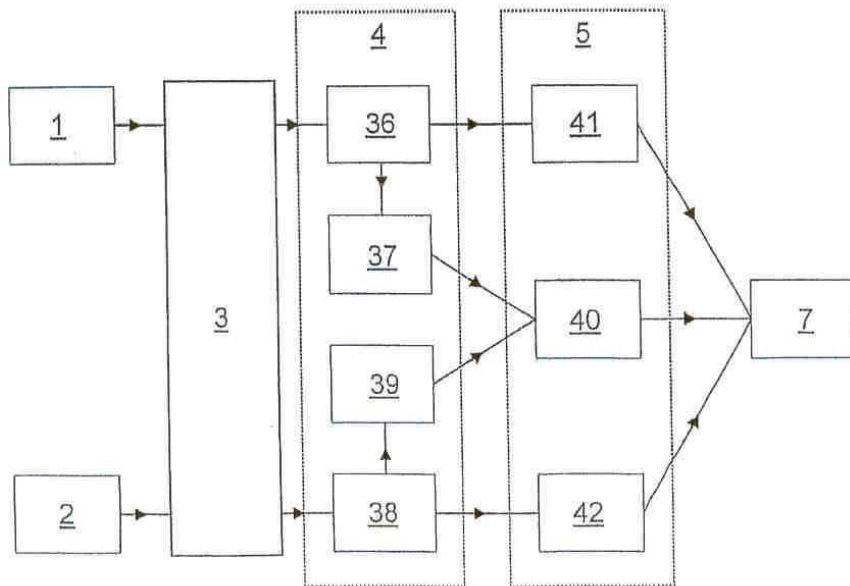
도면2



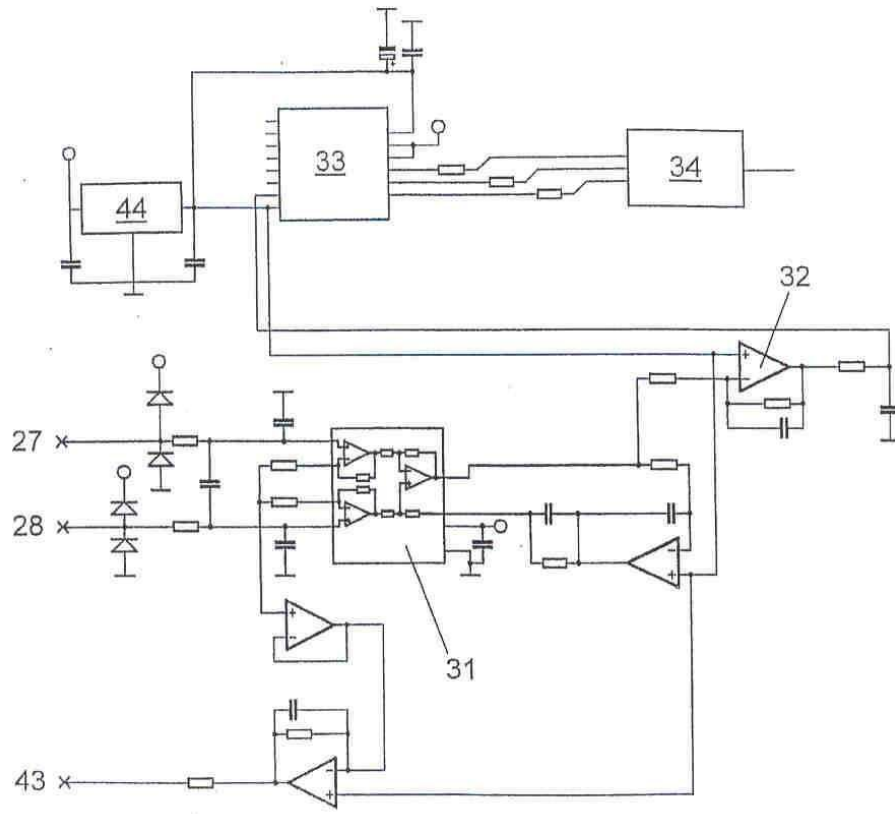
도면3



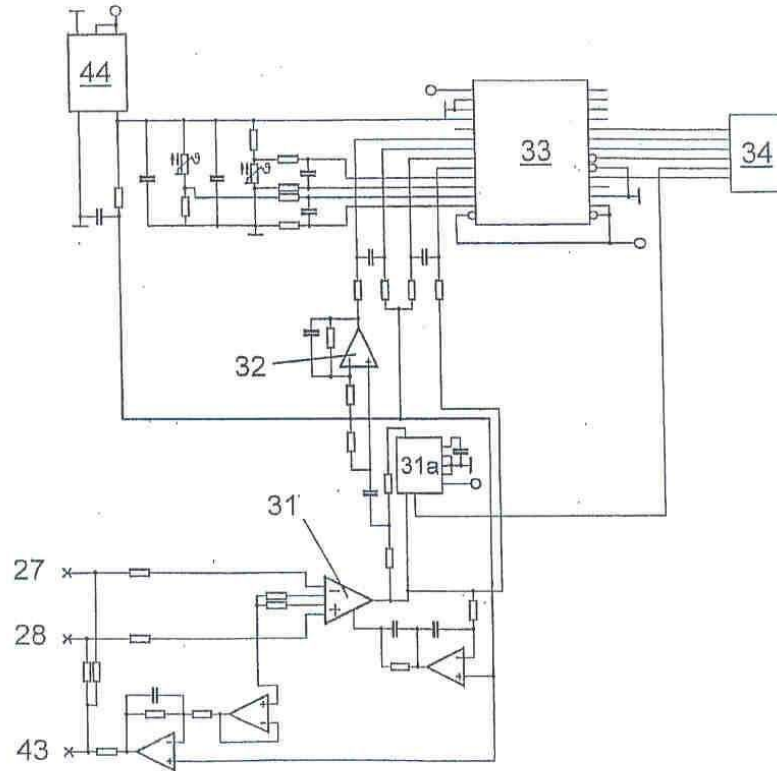
도면4



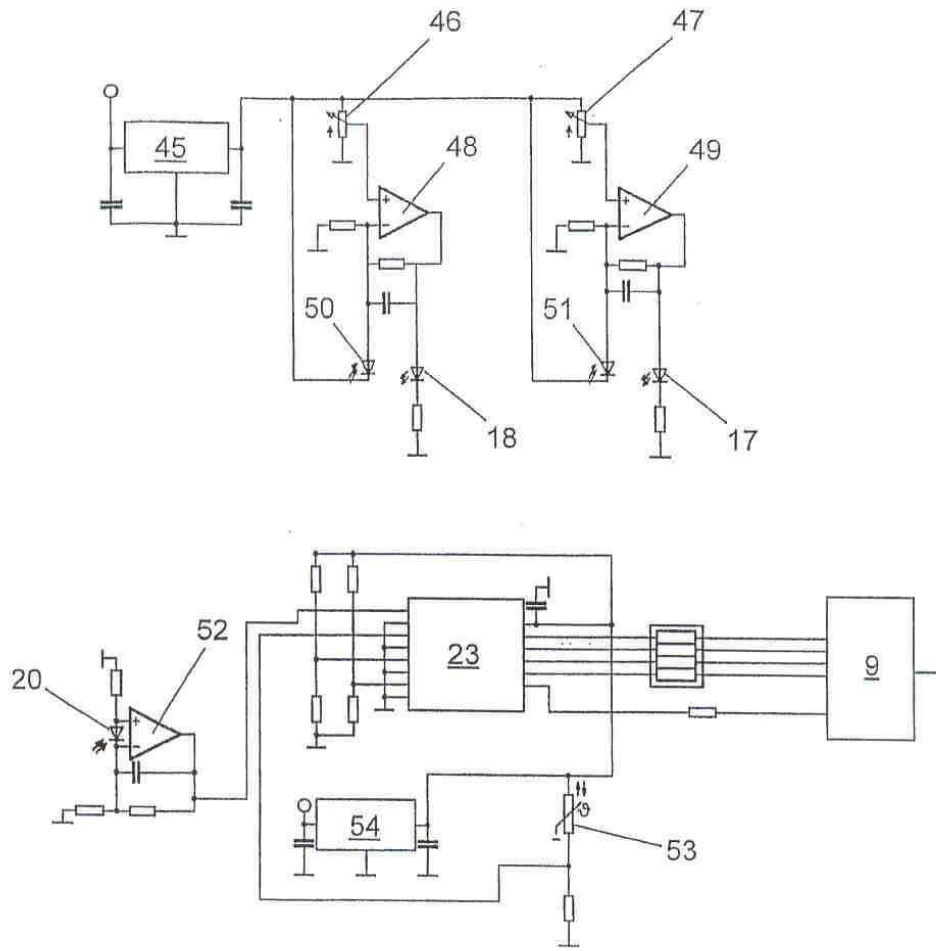
도면5



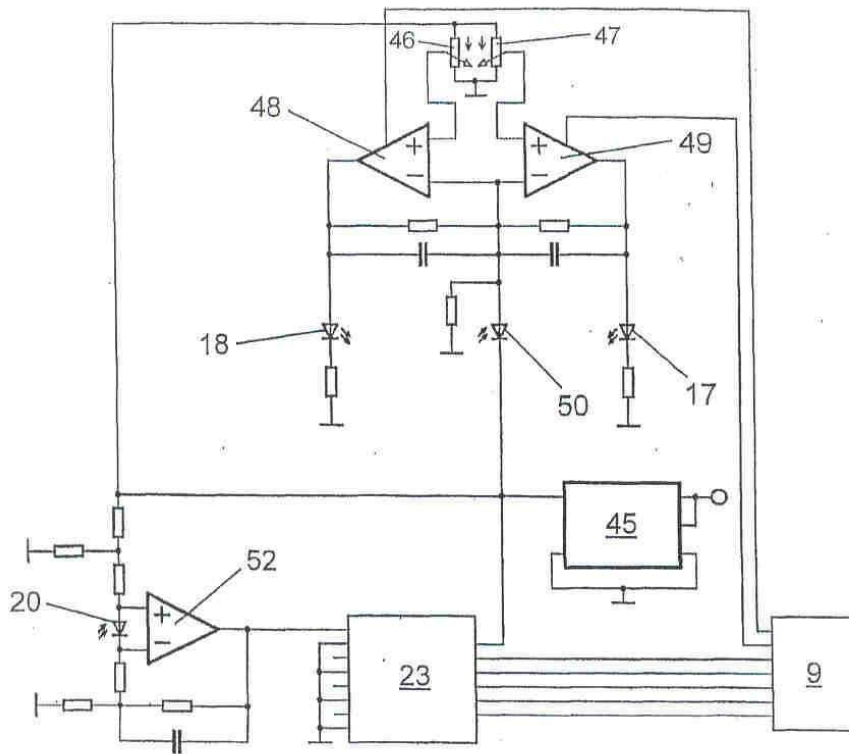
도면5a



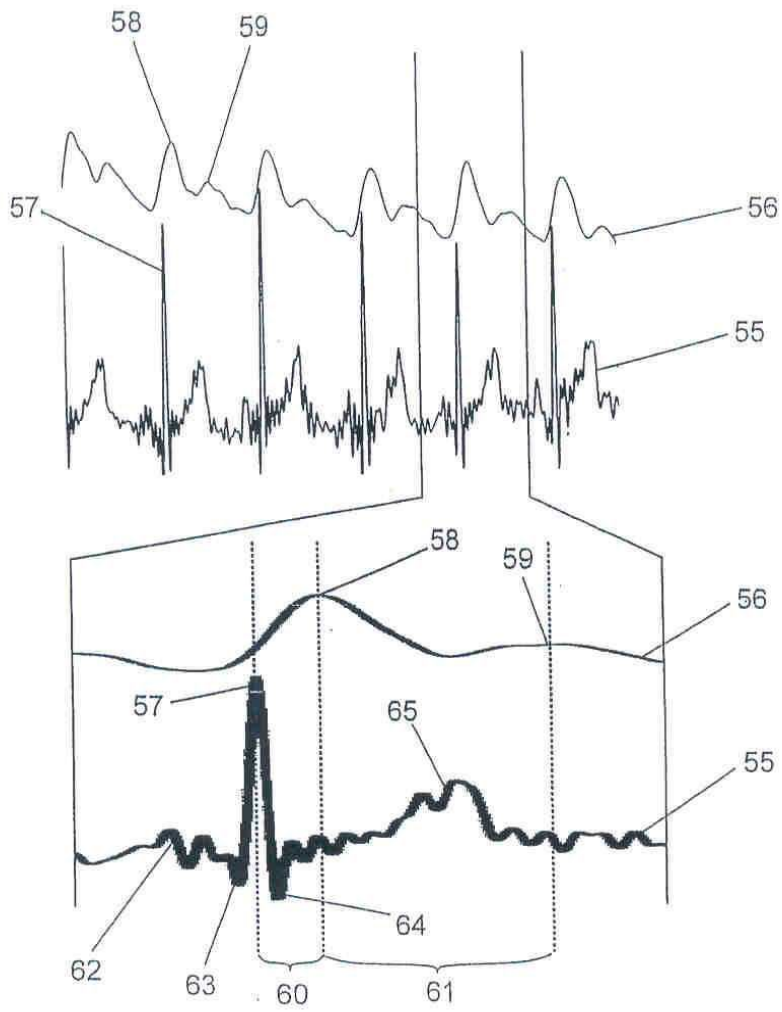
도면6



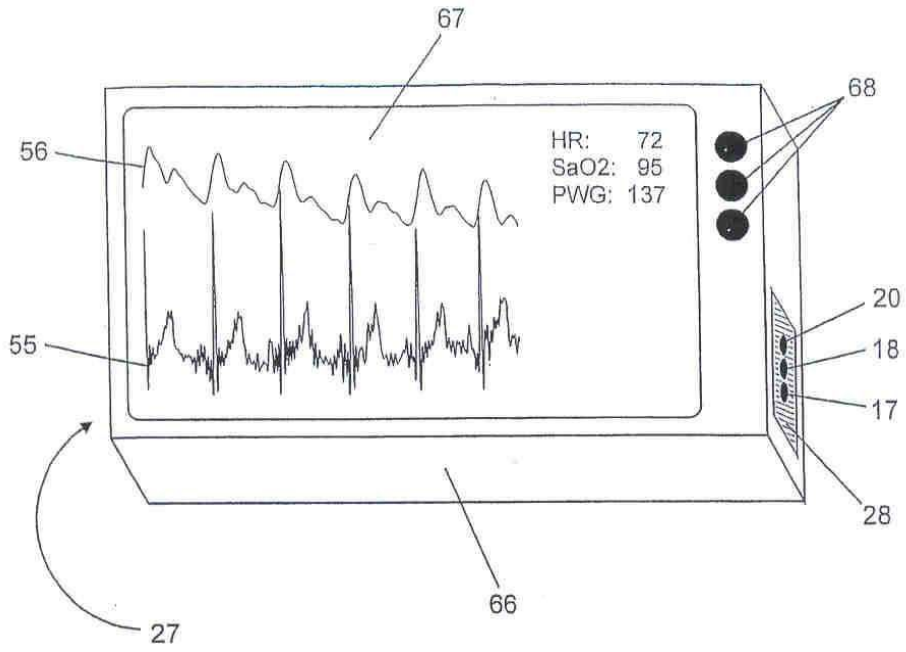
도면6a



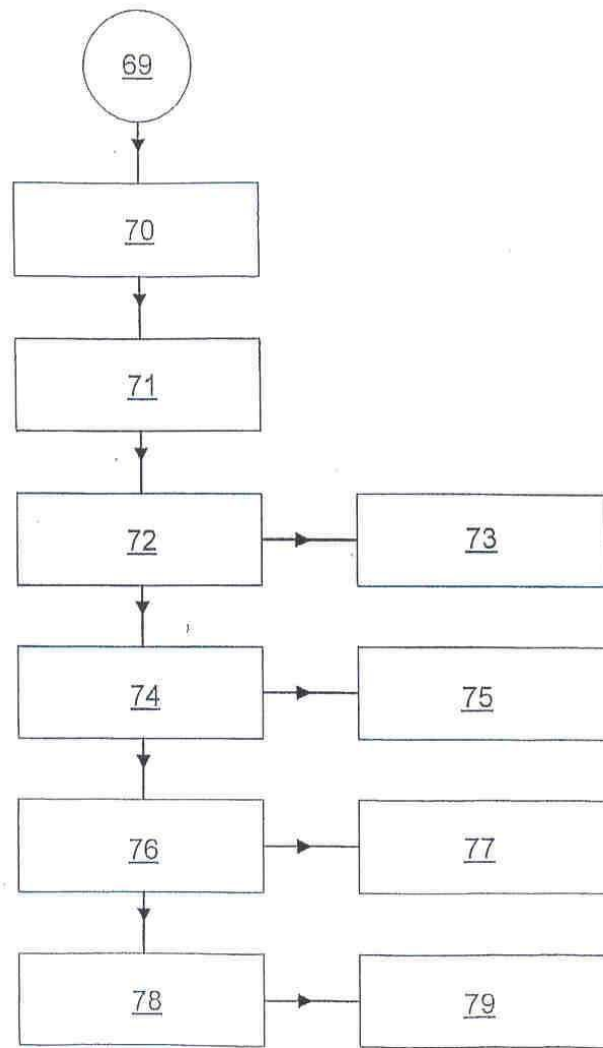
도면7



도면8



도면9



도면10

